



TEORETICKÁ STUDIE VHODNÝCH KOMPONENT POLOHOVACÍHO ZAŘÍZENÍ PRO ÚČELY EXPERIMENTÁLNÍ MAGNETICKÉ RESONANCE

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika
Autor práce: **Lukáš Müller**
Vedoucí práce: Ing. David Lindr, Ph.D.





THEORETICAL STUDY OF SUITABLE COMPONENTS OF THE POSITIONING DEVICE FOR THE EXPERIMENTAL MAGNETIC RESONANCE

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology

Author: **Lukáš Müller**
Supervisor: Ing. David Lindr, Ph.D.



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Lukáš Müller**
Osobní číslo: **Z12000013**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Teoretická studie vhodných komponent polohovacího zařízení pro účely experimentální magnetické resonance**
Zadávací katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

1. Seznámit se s teorií a principem magnetické resonance.
2. Provést rešerši technických prostředků a materiálů vhodných k použití v prostředí působícího silného elektromagnetického pole, které nebudou mít vliv na výsledný obraz pořízený magnetickou resonancí.
3. Provést studii vhodných materiálů a navrhnout koncepci polohovacího zařízení pro účely experimentální magnetické resonance.

4. Vypracovat závěrečnou textovou dokumentaci bakalářské práce a zhodnotit výsledky práce.

Teoretická východiska (včetně výstupu z BP):

Cílem práce je provést studii polohovacího systému pro experimentální magnetickou resonanci. Vzhledem k podstatě funkce magnetické resonance je vyloučeno použití materiálů reagujících s magnetickým polem. Výstupem z této práce by měl být teoretický návrh polohovacího zařízení pro použití v magnetické resonanci.

Výzkumné předpoklady:

Pro úspěšné vypracování této práce se předpokládá znalost funkce a principu magnetické resonance. Dále je třeba najít materiály, které budou vyhovovat požadavkům zařízení. Vytvoření návrhu technického řešení polohovacího zařízení pro magnetickou resonanci.

Metoda: Studie

Technika práce, vyhodnocení dat:

Vyhodnocení dat bude probíhat formou konzultací s vedoucím práce a konzultanty.

Místo a čas realizace výzkumu:

V průběhu akademického roku 2014/2015 na půdě TUL.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

- ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice I. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007. 76 s. ISBN 978-80-01-03779-9.
- VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA, Jiří KOZÁK. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. Olomouc : Univerzita Palackého, 2012. 153 s. Odborná publikace. ISBN 978-80-244-3126-0.
- ROSINA, Josef. Biofyzika : pro zdravotnické a biomedicínské obory. Praha: Grada, 2013. 224 s. ISBN 978-80-247-4237-3.
- VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA, Moderní diagnostické metody III. díl: Magnetická Rezonance. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví Brno, 1996. ISBN 80-7013-225-6.
- MARTÍNEK, Radislav. Senzory v průmyslové praxi. Praha : BEN - technická literatura, 2004. 199 s. ISBN 80-7300-114-4.
- NOVÁK, Petr. Mobilní roboty : pohony, senzory, řízení. Praha : BEN - technická literatura, 2005. 247 s. Robotika ; díl 1. ISBN 80-7300-141-1.
- SOUČEK, Pavel. Servomechanismy ve výrobních strojích. Praha: Vydavatelství ČVUT Praha, 2004 ISBN 80-01-02902-6.
- MOLITON, André. Basic electromagnetism and materials. New York: Springer, 2007, ISBN-13 978-0387-30284-3.
- POKLUDA, Jaroslav, František KROUPA a Ladislav Obdržálek, Mechanické vlastnosti a struktura pevných látek (kovy, keramika, plasty. Brno: PC-DIR, 1994, ISBN 80-214-0575-9
- PLÍVA, Zdeněk, Jindra DRÁBKOVÁ, Jan KOPRNICKÝ, Leoš PETRŽÍLKA. Metodika zpracování diplomových, bakalářských a vědeckých prací. Liberec: Technická univerzita v Liberci, FM, 2014. Dostupné z WWW ; http://www.fm.tul.cz/files/jak_psat_DP.pdf. ISBN 978-80-7494-049-1.

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. David Lindr, Ph.D.

Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání bakalářské práce:

30. dubna 2014

Termín odevzdání bakalářské práce:

30. dubna 2015

prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs

rektor



Mgr. Marie Froňková

pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 31. ledna 2015

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 30.4.2015

Podpis: 

Poděkování

Na tomto místě bych chtěl poděkovat panu Ing. Davidu Lindrovi za vedení práce, jeho rady, poznámky a připomínky, panu Ing. Danielu Jirákoví a panu prof. Petru Loudovi za poskytnuté konzultace a rady a panu prof. Alešovi Richterovi za pomoc s výběrem a zadáním tématu.

Abstrakt

Cílem této bakalářské práce je vytvořit teoretický návrh polohovacího zařízení vhodného k použití při vyšetřování menších hlodavců magnetickou resonancí v experimentální medicíně. Práce seznámí čtenáře se základními principy fungování magnetické resonance a předkládá možnou koncepci polohovacího zařízení formou počítačových 3D modelů.

Klíčová slova:

Magnetická resonance, zobrazovací metody, polohovací zařízení, fixace

Abstract

Goal of this bachelor thesis is to create a theoretical design for positioning device suitable for magnetic resonance scanning of small rodents in experimental medicine. This thesis introduces reader into basic principles of magnetic resonance imaging and presents a possible solution of positioning device in the form of 3D computer models.

Keywords:

Magnetic resonance imaging, imaging methods, positioning device, fixation

Obsah

SEZNAM OBRÁZKŮ	8
PŘEDMLUVA.....	9
1 MAGNETICKÁ RESONANCE	10
1.1 UVEDENÍ DO PROBLÉMU	10
1.2 TEORIE	10
1.2.1 <i>Chování tkání v magnetickém poli</i>	10
1.2.2 <i>Magnetická resonance</i>	11
1.2.3 <i>T₁ relaxace</i>	12
1.2.4 <i>T₂ relaxace</i>	14
1.3 LOKALIZACE SIGNÁLU	15
1.4 TECHNICKÁ REALIZACE MAGNETICKÉ RESONANCE	16
1.5 SHRNUÍ	17
2 POŽADAVKY NA POLOHOVACÍ ZAŘÍZENÍ	18
2.1 KONSTRUKČNÍ POŽADAVKY	18
2.2 FUNKČNÍ POŽADAVKY	18
3 TECHNICKÉ PROSTŘEDKY	20
3.1 MATERIÁLY	20
3.1.1 <i>Vlastnosti</i>	20
3.1.2 <i>Kovové materiály</i>	20
3.1.3 <i>Nekovové materiály</i>	21
3.1.4 <i>Kompozitní materiály</i>	23
3.1.5 <i>Souhrn</i>	24
4 NÁVRH	25
4.1 SOUČÁSTI.....	26
4.1.1 <i>Základní kolébka</i>	26
4.1.2 <i>Vertikální posuv fixačních bodů</i>	28
4.1.3 <i>Horizontální posuv fixačních bodů</i>	30
4.2 KOMPLETNÍ NÁVRH	31
SEZNAM LITERATURY	35
PŘÍLOHY	37
A. OBSAH PŘÍLOŽENÉHO CD	37

Seznam obrázků a tabulek

Obrázek 1 - Orientace protonů v magnetickém poli [6]	11
Obrázek 2 - Precesní pohyb [3].....	11
Obrázek 3 - Zfázování a excitace protonů [3].....	12
Obrázek 4 - Průběh T1 relaxace [3]	13
Obrázek 5 - Nárůst podélné magnetizace v čase [3]	13
Obrázek 6 - Rozfázování magnetických momentů [3]	14
Obrázek 7 - Časový průběh T ₂ relaxace [3]	14
Obrázek 8 - Gradientní cívky [6]	15
Obrázek 9 - Schéma přístroje pro magnetickou resonanci [6].....	16
Obrázek 10 - Experimentální magnetická resonance.....	18
Obrázek 11 – Existující polohovací zařízení	25
Obrázek 12 - Základní kolébka polohovacího zařízení	26
Obrázek 13 - Zásuvný box pro menší zvířata	27
Obrázek 14 - Statické části posuvu	28
Obrázek 15 - Nastavovací šrouby	28
Obrázek 16 - Posuvné části vertikálního posuvu	29
Obrázek 17 - Fixační body	30
Obrázek 18 - Kompletní sestava polohovacího zařízení.....	31
Obrázek 19 - Detail fixačního systému	32
Obrázek 20 - Fixační systém se skrytou kolébkou	33
Tabulka 1 - Přehled nejběžnějších termoplastů a jejich vlastností	22

Předmluva

Cílem této práce je návrh polohovacího zařízení pro použití v přístroji magnetické resonance v experimentální medicíně. Jedná se o zařízení určené k fixaci drobných hlodavců, především myši a potkanů.

V první kapitole seznámím čtenáře se základními principy, na kterých přístroj magnetické resonance funguje a ze kterých následně vyplývají omezení pro navrhované polohovací zařízení. Magnetická resonance je založena na velmi složitých fyzikálních principech, které jsou v této práci popsány jen velmi okrajově.

V další části se zaměřuji na technické požadavky, omezení a prostředky které vymezují rámec, ve kterém bude polohovací zařízení navrhováno.

V poslední části práce se dostávám k samotnému návrhu zařízení. Vzhledem ke svým předchozím zkušenostem jsem zvolil 3D modelovací software Autodesk Inventor ve kterém jsem realizoval návrhy jednotlivých dílů a následně celého zařízení.

1 Magnetická resonance

1.1 Uvedení do problému

Magnetická resonance (MR, někdy také MRI z anglického Magnetic Resonance Imaging nebo NMR – Nukleární magnetická resonance) je jedna z nejmodernějších a nejpreciznějších zobrazovacích metod v medicíně. Na rozdíl od klasické výpočetní tomografie nepoužívá magnetická resonance rentgenové záření, které je ve vyšších dávkách pro organismus velmi škodlivé. Využívá se především k zobrazování měkkých tkání jako je mozek, mícha, svaly a jiné orgány. Hlavní nevýhodou magnetické resonance je délka vyšetření (několik minut oproti několika sekundám u spirálního CT) a náklady na vyšetření. Na druhou stranu jsme, díky magnetické resonanci, schopni posoudit morfologii struktur, které nejsou rentgenovými metodami zobrazitelné, nebo jsou zobrazitelné velmi špatně (typicky mícha, mozek, meziobratlové ploténky atd.)

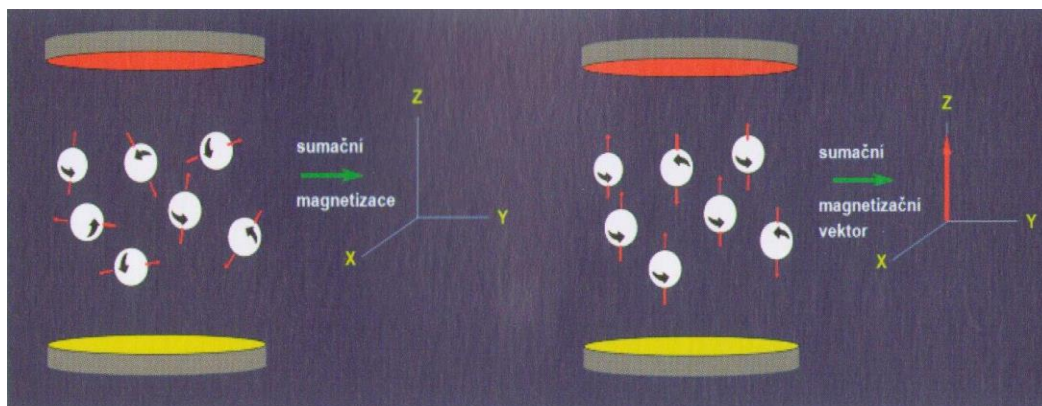
1.2 Teorie

1.2.1 Chování tkání v magnetickém poli

Fyzikální princip magnetické resonance je velmi složitý a vychází ze zákonů a principů kvantové fyziky. Pro zjednodušení proto použijeme analogie z klasické fyziky a mechaniky. Jak známo, atomová jádra obsahují protony a neutrony. Tyto částice mají spin, což je vlastnost, která se dá představit jako rotace těchto částic kolem své osy. U protonů, jelikož jsou to nabitě částice, má tato rotace za následek vznik magnetického momentu protonu. U atomů s lichým počtem protonů vzniká magnetický moment i na venek celého jádra. Z těchto prvků je nejdůležitější vodík který je součástí molekul vody a ta tvoří přibližně 70% hmotnosti tkání. Zároveň má vodík nejvyšší hodnotu relativní citlivosti na magnetickou resonanci a nejvyšší hodnotu gyromagnetické konstanty γ v porovnání s ostatními významnými prvky vyskytujícími se v organické tkáni. Význam konstanty γ bude vysvětlen dále v textu.

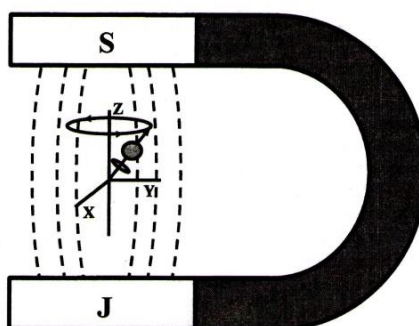
Za normálních okolností jsou v tkáni magnetické momenty jednotlivých jader vodíku směřovány náhodně, takže se jejich momenty vzájemně vyruší a tkáň je tak na venek magneticky neutrální. Vystavíme-li ji však velmi silnému magnetickému poli B_0

(ve klinické praxi typicky 1,5 nebo 3T¹) magnetické momenty protonů se s tímto magnetickým polem srovnají. A to buď paralelně, tedy ve směru B_0 , nebo anti-paralelně (proti směru B_0).



Obrázek 1 - Orientace protonů v magnetickém poli [6]

Paralelní postavení magnetických momentů protonů je energeticky výhodnější, a proto jich je o něco více než protonů anti-paralelních. Toto nerovnovážné uspořádání má za následek vznik celkového magnetického momentu tkáně a její magnetické chování. Protony, po vložení do tohoto silného magnetického pole vykonávají nejen svůj rotační pohyb – spin, ale přidává se i takzvaný precesní pohyb. Při tomto pohybu protony a s nimi i vektory jejich magnetického momentu rotují po plášti kužele (obrázek 2). Precesní pohyb se dá přirovnat k pohybu známé hračky – káči. [1][2]



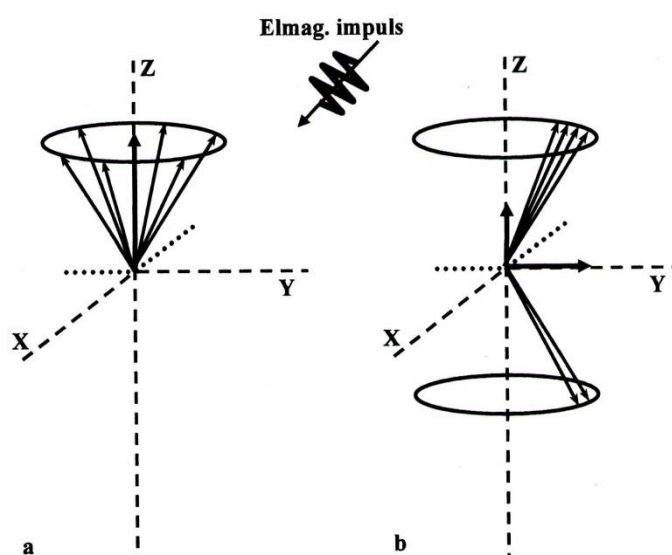
Obrázek 2 - Precesní pohyb [3]

1.2.2 Magnetická resonance

Magnetická resonance je základní jev, který umožňuje funkci celého zobrazovacího systému po něm pojmenovaného. Jak už bylo řečeno protony a jejich magnetické

¹ Pro srovnání: magnetické pole země má intenzitu v rozmezí 30 – 60 μT

momenty vykonávají v silném magnetickém poli precesní pohyb. Úhlová rychlost a tedy i frekvence tohoto pohybu je závislá na gyromagnetické konstantě a intenzitě magnetického pole B_0 podle vztahu: $\omega = \gamma \times B_0$ kde ω je úhlová rychlost a z toho vyplývá frekvence $f = \frac{\gamma \times B_0}{2\pi}$. Tato frekvence se nazývá Larmorova frekvence a z rovnic je jasné že je přímo závislá na intenzitě vnějšího magnetického pole a gyromagnetické konstantě. Protony v tkáni tedy vykonávají precesní pohyb o námi známé frekvenci, a pokud nyní vyšleme radio-frekvenční puls s frekvencí rovnou právě Larmorově frekvenci protony část energie tohoto pulsu pohltnou a excitují se do vyššího energetického stavu (antiparalelního postavení) a dojde k vzniku příčné složky magnetizace. Pokud vhodně zvolíme energii pulsu, můžeme úplně vyřadit složku magnetizace v ose z, a pak mluvíme o 90°pulsu. Dalším důsledkem vyslání radio-frekvenčního pulsu je zfázování precesních pohybů všech zasažených protonů.



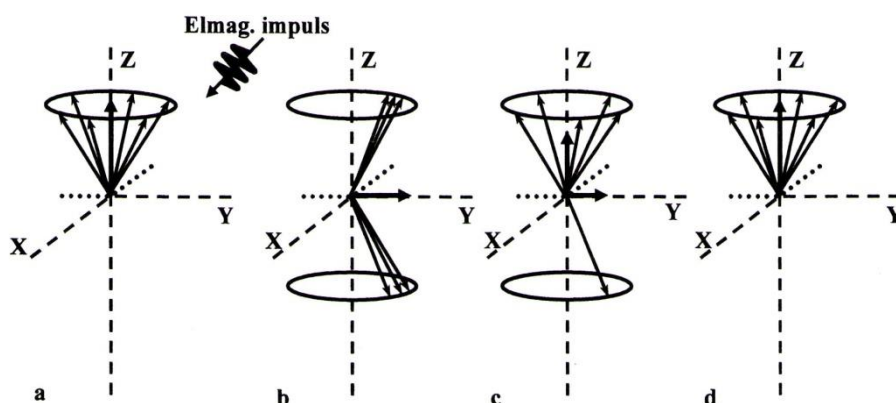
Obrázek 3 - Zfázování a excitace protonů [3]

Po odeznění pulsu se protony začnou vracet do původního, energeticky výhodnějšího stavu a začnou souběžně probíhat dva na sobě nezávislé relaxační jevy. [3][4][5][6]

1.2.3 T_1 relaxace

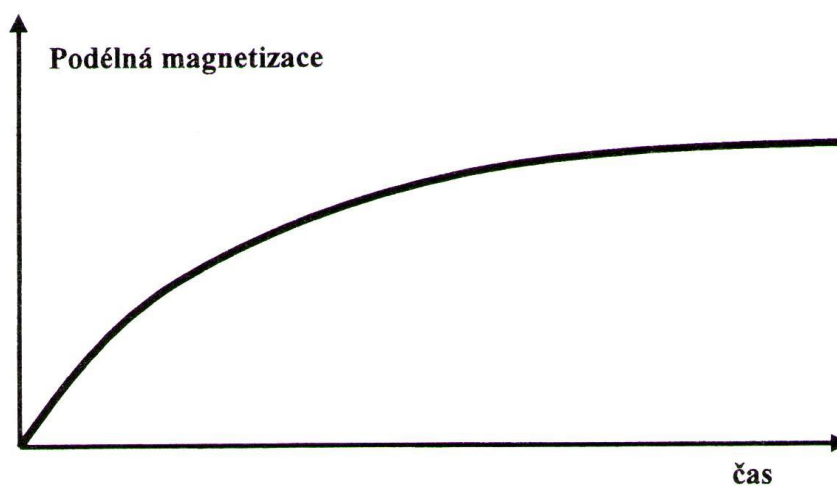
Prvním relaxačním dějem je T_1 relaxace. Při T_1 relaxaci dochází k návratu vybuzených protonů do původního, energeticky výhodnějšího stavu. Důsledkem toho je ná-

růst podélné magnetizace (ve směru osy Z, tedy rovnoběžně s hlavním magnetickým polem).



Obrázek 4 - Průběh T1 relaxace [3]

Energie vyzařená protony při návratu se vstřebává do okolní atomové mřížky, proto se někdy T₁ relaxaci říká také spin-mřížka relaxace. Znázornění časového průběhu tohoto jevu je na obrázku 4. Po vynesení nárůstu podélné magnetizace do grafu v závislosti na čase získáme T₁ křivku.



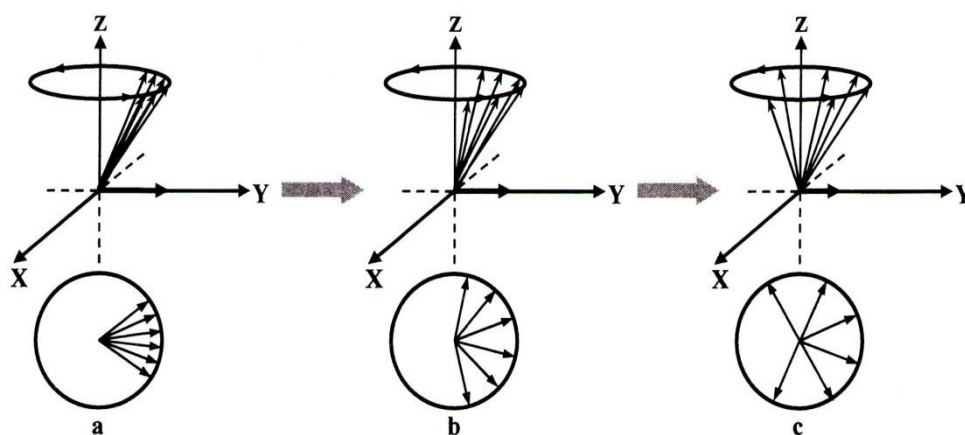
Obrázek 5 - Nárůst podélné magnetizace v čase [3]

Tato křivka má exponenciální průběh. Čas T₁ je časová konstanta za kterou dosáhne podélná magnetizace 63% své hodnoty před aplikací RF pulsu. Nárůst podélné magnetizace se nedá měřit přímo, protože zanikne ve vnějším magnetickém poli B₀. Čas T₁ se tedy získává nepřímo pomocí sekvencí 90° pulsů s různě dlouhým opakovacím časem (tzv. spin-echo sekvence). Tato konstanta je závislá na složení tkáně a intenzitě

magnetického pole B_0 a leží v rozmezí 300 až 2000 ms. Kratší časy T_1 jsou typické pro tuky. Naopak voda má T_1 relaxaci delší. Hodnota T_1 roste se zvyšující se intenzitou magnetického pole B_0 , jako důsledek vyšší energie nutné k přeskoku mezi energetickými hladinami. [3][4][5][6]

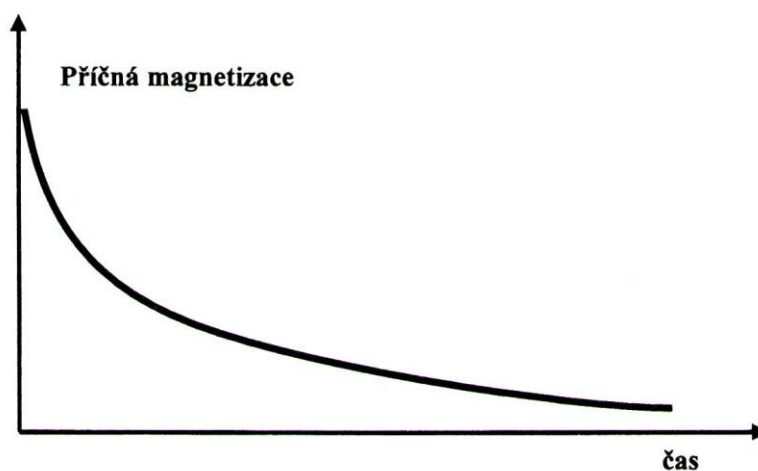
1.2.4 T_2 relaxace

Druhým, na T_1 relaxaci nezávislým, dějem je T_2 relaxace. Při aplikaci RF pulsů dochází ke zřícení precese všech magnetických momentů a k vytvoření měřitelné magnetické složky v rovině X-Y (obrázek 6).



Obrázek 6 - Rozfázování magnetických momentů [3]

Tato magnetická složka po odeznění RF pulsu indukuje v RF cívkách takzvaný Free Induction Decay (FID) signál. Ihned po vypnutí RF pulsu ale dochází k postupnému rozfázování jednotlivých protonů v důsledku spin-spin interakce. Toto rozfázování má za důsledek pokles příčné magnetizace a tedy i FID signálu. T_2 relaxační čas je doba za kterou klesne příčná magnetizace o 63% své velikosti při vyslání pulsu.



Obrázek 7 - Časový průběh T_2 relaxace [3]

Typicky se časy T_2 pohybují v intervalu 30-150 ms a stejně jako u T_1 jsou kratší pro tuky a delší pro vodu a na ní založené tekutiny. Rozdíly časů T_1 a T_2 pro různé tkáně tvoří základní kontrast při vyšetření magnetickou resonancí. [3][4][5][6]

1.3 Lokalizace signálu

Doposud jsme se zabývali fyzikálním principem magnetické resonance, a uvažovali jsme pouze jedno, homogenní, vnější magnetické pole. V tomto uspořádání budou na vyslání RF pulsu reagovat všechny atomy vodíku v tomto magnetickém poli najednou, a tudíž nejsme schopni zrekonstruovat obraz. Proto se do přístroje zavádí takzvaná gradientní pole, která zajistí přesnou lokalizaci signálu.



Obrázek 8 - Gradientní cívky [6]

Tato pole mění v řádu mT intenzitu hlavního magnetického pole lineárně kolem všech tří os. Důsledkem toho je unikátní kódování každého voxelu² lidského těla. Gradientní pole také určují rozlišení výsledného obrazu, tedy sílu řezů a to pomocí strmosti těchto gradientů (čím strmější gradient, tím lepší rozlišení).

Princip kódování jednotlivých voxelů vychází z rovnice pro výpočet Larmorovy frekvence která je přímo úměrná velikosti magnetického pole. Bude-li se tedy měnit intenzita magnetického pole podél osy Z, budou protony v každé vrstvě (řezu) vykonávat precesní pohyb o své, unikátní, frekvenci a reagovat budou jen na puls o této frekvenci. Tento gradient se nazývá Slice Selecting Gradient (SSG) a spíná se s vysláním RF pulsu a vypíná se s jeho koncem.

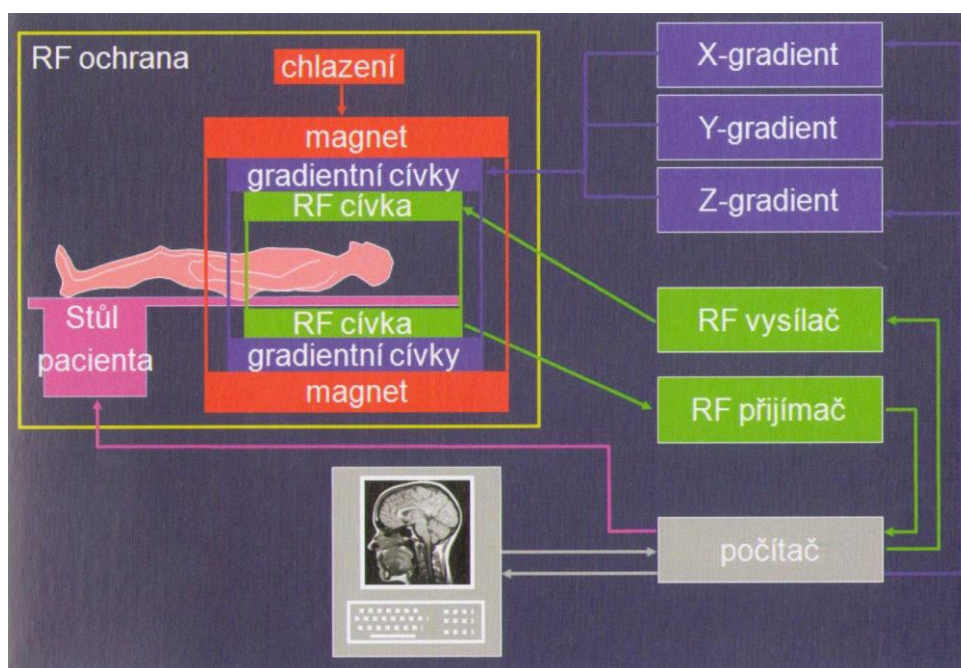
Dalšími používanými gradienty jsou Frequency Encoding Gradient (FEG) a Phase Encoding Gradient (PEG). FEG gradient, působící ve vodorovné rovině, kolmo na po-

² Prostorový obrazový bod (velikost závisí na požadovaném rozlišení, pohybuje se kolem 1x1x1 mm)

délnou osu, zajistí, že každý sloupec voxelů v řezu vybraném pomocí SSG gradientu vykonává precesní pohyb s vlastní Larmorovou frekvencí. Abychom mohli jednoznačně určit každý voxel vyšetřované tkáně potřebujeme ještě jeden gradient a tím je PEG. Tento gradient se zapíná na malý okamžik po spuštění SSG a před spuštěním FEG. Tím že každý řádek daného řezu rotuje v tomto okamžiku s jinou frekvencí, dojde k rozfázování jednotlivých řádků a pokud pak spustíme FEG gradient je každý voxel řezu kódován svou frekvencí a fází a díky zpětné Fourierově transformaci jsme schopni zrekonstruovat obraz do podoby, ve které se poté zobrazí na monitoru. [3][6]

1.4 Technická realizace magnetické resonance

Z předchozího textu je jasné, že magnetická resonance patří díky svému funkčnímu principu k nejsložitějším přístrojům v medicíně. Technická realizace samotného přístroje magnetické resonance se skládá z několika základních složek.



Obrázek 9 - Schéma přístroje pro magnetickou resonanci [6]

Tou první je primární magnet, který má za úkol vytvořit hlavní magnetické pole B_0 . K tomu se využívá elektromagnet uložený v tekutém heliu, díky čemuž se stává superovodivým (tzn. má minimální elektrický odpor) a je tak schopen vytvořit ono silné, homogenní magnetické pole. Tento magnet tvoří, pod kryty a izolací, vnější obvod přístroje. Do jeho vnitřního průměru jsou zasazeny gradientní cívky pro lokalizaci signálu

a poslední funkční vrstvou, nejbližší k vyšetřovanému objektu, jsou radiofrekvenční cívkové pro vysílání a přijímání RF signálu. Uvnitř se pak nachází gantry, tedy prostor do kterého je uložen vyšetřovaný objekt. Dále se používají RF cívkové, které se přikládají do bezprostředního okolí vyšetřované části těla a detekují výsledný signál z vyšetřované oblasti. Jedná se například o cívkové hlavovou, ramenní, kolenní, páteřní atd.

Některé přístroje, především ty v klinické praxi jsou navíc ještě stíněny, aby nedocházelo k rušení z vnějšího prostředí.

Celé vyšetření je řízeno výkonným počítačem, který řídí nejen gradientní pole a RF cívkové, ale také je programově vybaven pro zpětnou rekonstrukci obrazu pomocí Fourierovy transformace, díky které jsme schopni dekodovat MR signál vybraného řezu. A následně ho převést na obrazovou informaci. Celý tento proces je velmi komplikovaný a výpočetně náročný, proto jsou přístroje magnetické resonance vybaveny výkonnými počítači.[3][6]

1.5 Shrnutí

Z předchozího textu vyplývá, že přístroje pro magnetickou resonanci patří k těm nejsložitějším, které se dnes v diagnostice používají. Jejich funkce je založena na velmi složitých fyzikálních principech, které ale nejsou pro tuto práci klíčové, a proto jsem se snažil celý princip zjednodušit a popsat ho tak aby si ho dokázal představit i čtenář který se s touto problematikou dosud nesetkal. V dalších kapitolách budou z těchto principů vyplývat určitá omezení pro polohovací zařízení, jehož studie je předmětem této práce, a proto bylo nutné zaměřit se na principy magnetické resonance, aby bylo jasné, z čeho tato omezení vyplývají.

2 Požadavky na polohovací zařízení

Polohovací zařízení, jehož studie je cílem této práce, má sloužit pro fixaci a polohování malých hlodavců při vyšetření magnetickou resonancí. Na toto zařízení je kladeno několik konstrukčních i funkčních požadavků, které rozeberu v této kapitole.

2.1 Konstrukční požadavky

Hlavním požadavkem na konstrukci tohoto zařízení je bezesporu jeho kompatibilita s přístrojem magnetické resonance. Z toho vyplývá několik omezení, na které je třeba při návrhu nutně brát zřetel. Prvním z nich jsou použité materiály, které nesmějí být magnetické a ani nesmí nijak jinak ovlivňovat výsledný obraz pořízený magnetickou resonancí. Další omezení spočívá v rozměrech. Klasické přístroje magnetické resonance používané v medicíně mají průměr gantry několik desítek centimetrů, avšak přístroj pro který je navrhováno toto zařízení (obrázek 10) má průměr 20 cm a využívá cívky o vnitřním průměru 7 cm, proto je nutné navrhnout polohovací zařízení natolik kompaktní, aby se do cívky vešlo.



Obrázek 10 - Experimentální magnetická resonance

2.2 Funkční požadavky

Co se funkční stránky polohovacího zařízení týče, je nutné, aby zde byl fixační systém pro uchycení a znehybnění vyšetřovaného a uspaného zvířete tak aby nedošlo k jeho pohybu při přesunu mezi různými zobrazovacími systémy a bylo tak možné vý-

sledné obrazy přesně koregistrovat. Největší důraz je kladen na fixaci hlavy kvůli vyšetření mozku, u kterého dosahuje koregistrace obrazů nejlepších výsledků, protože mozek je vzhledem k fixované lebce minimálně pohyblivý. Další součástí by měl být systém pro dopravu inhalačního anestetika během vyšetření. Vzhledem k tomu že zvíře je uspané a ztrácí během vyšetření tělesné teplo, je nutný systém pro ohřev vyšetřovaného zvířete tak aby nedošlo k jeho podchlazení ale ani popálení. Na všechny tyto systémy jsou však stále kladeny požadavky z předchozího textu, především ten, aby celý systém neobsahoval magnetické součásti.

Toto polohovací zařízení však nebude používáno jen v magnetické resonanci, ale i v optickém zobrazovací zařízení, a proto je zde několik dalších omezení. Celý systém by měl mít tmavou, nejlépe černou barvu, pro omezení vzniku artefaktů v optickém zobrazovacím zařízení. Pro účely přehlednosti návrhu však budou jednotlivé součásti vymodelované barevně. Dále je třeba mít možnost uzavření průtoku vody systémem ohřevu při přenosu mezi jednotlivými zobrazovacími systémy. Také je kladen důraz na snadné čištění prostoru, do kterého je ukládáno zvíře. V tomto prostoru by se také neměly nacházet žádné ostré hrany a zároveň by měl svým tvarem respektovat anatomii zvířete.

3 Technické prostředky

3.1 Materiály

3.1.1 Vlastnosti

Materiály se dají charakterizovat pomocí mnoha parametrů. Může se jednat o pevnost a pružnost, vodivost nebo elektrický odpor a jiné, ale pro potřeby magnetické resonance je nejdůležitější parametr který se nazývá relativní permeabilita. Jedná se o materiálovou konstantu vyjadřující reakci materiálu na působení vnějšího magnetického pole. Konkrétně jestli je toto pole materiálem zeslabováno, zesilováno nebo vzájemně nereagují. Permeabilita vakua je fyzikální konstanta. Značí se μ_0 a její hodnota je $1,2566 \cdot 10^{-6} \text{ H} \cdot \text{m}^{-1}$.

Permeabilita materiálu μ je různá pro různé materiály. Podílem permeability materiálu a permeability vakua dostaneme bezrozměrné číslo označované jako relativní permeabilita $\mu_r = \frac{\mu}{\mu_0}$. U většiny látek je tato hodnota v blízkém okolí hodnoty 1, což je velmi slabá odezva na magnetické pole.

Podle velikosti μ_r se materiály dělí na paramagnetické, feromagnetické a diamagnetické. Jako paramagnetické jsou označovány látky s hodnotou $\mu_r > 1$ (hliník, platina), látky feromagnetické jsou látky s hodnotou μ_r výrazně větší než 1 (železo, kobalt, nikl). Obě tyto skupiny látek jsou při vystavení magnetickému poli vtahovány do místa s nejvyšší intenzitou tohoto pole (feromagnetické látky s mnohem větší silou než paramagnetické látky).

Poslední skupinou jsou látky diamagnetické. Tyto látky mají hodnotu μ_r menší než 1 a mírně zeslabují vnější magnetické pole. Důsledkem toho jsou z tohoto pole vypuzovány. Z diamagnetických materiálů jsou pro účely navrhovaného polohovacího zařízení vhodné plasty jako PVC nebo plexisklo, jejichž permeabilita se pohybuje velmi blízko u hodnoty 1. [7][8]

3.1.2 Kovové materiály

Z kovových materiálů je nevhodnější, pro použití v magnetické resonanci hliník. Mezi jeho výhody patří obecně jeho mechanická odolnost v poměru k hmotnosti, dále pak, pro naše účely velmi důležitá interakce s magnetickým polem, závislá na hodnotě permeability (pro hliník je $\mu_r = 1,000023$). Je velmi dobře obrobitelný a je zde možnost

využití prefabrikovaných profilů. Avšak vzhledem ke skutečnosti že, v případě výroby, by se jednalo o jeden kus polohovacího zařízení a některé díly budou velmi specifického tvaru, bylo by použití hliníku velmi nepraktické.

Dalším kovem, který je vhodný pro použití v magnetické resonanci je titan, ze kterého se dnes vyrábějí kryty implantabilních kardiostimulátorů a defibrilátorů. Jeho hlavní výhody spočívají v odolnosti proti korozi a mechanické odolnosti. Na druhou stranu je titan velmi špatně mechanicky obrobitelný a odlévat se dá jen při velmi vysokých teplotách a v ochranné atmosféře což by znamenalo, spolu s cenou samotného materiálu, velmi vysoké náklady na výrobu. [9]

3.1.3 Nekovové materiály

Nekovové materiály, především pak různé druhy plastů budou tvořit hlavní část tohoto polohovacího zařízení. Pro použití v magnetické resonanci a pro výrobu polohovacího zařízení jsou takřka ideální. Jsou levné, velmi dobře obrobitelné a díly z nich se velice dobře spojují. Navíc je dnes k dispozici technologie 3D tisku díky které je možné velmi levně a efektivně získat fyzické díly přímo z počítačových návrhů a ušetřit tak další náklady na případné ztrátové obrábění (například na soustruhu a frézách) nebo dokonce na výrobu forem pro vstřikování plastů. Další výhodou je možnost vyrobít průhledné díly, díky kterým můžeme opticky přímo pozorovat vyšetřované zvíře, což umožňuje použití optických zobrazovacích metod.

Plasty se dělí do dvou hlavních skupin. Na reaktoplasty a termoplasty. Reaktoplasty projdou během procesu výroby chemickou reakcí a tím dojde (za působení tepla, záření nebo chemického činidla) k jejich vytvrzení. Takto upravené reaktoplasty jsou netavitelné a nerozpustné. Naproti tomu termoplasty jsou opakovatelně tavitelné, takže je velmi snadné tvořit z nich neobvyklé tvary. Je k tomu však zapotřebí forma což by neúměrně zvýšilo náklady na případnou výrobu. Pro rozměrné díly připadá v úvahu obrábění frézováním popř. soustružením a pro menší díly pak použití 3D tiskáren.

Plastů dnes existuje nepřeberné množství a je proto velmi těžké vybrat konkrétní materiál, pokud není jasné, jaké technologie budou použity při výrobě tohoto zařízení. Materiály jako polyetylen, polyvinylchlorid (PVC) nebo polykarbonát se dnes používají jak 3D tiskárnách tak je možné zakoupit i polotovary pro další obrábění a proto se jeví jako vhodné pro konstrukci polohovacího zařízení. Přehled nejpoužívanějších termoplastů je uveden v tabulce 1.

Nevýhodou oproti hliníku je nižší mechanická odolnost, ale vzhledem ke skutečnosti, že polohovací zařízení bude vystaveno jen velmi nízké mechanické zátěži a slouží především k fixaci zvířete, není třeba vysoké mechanické odolnosti. [10][11]

Název (zkratka)	Modul pružnosti v tahu [MPa]	Mez pevnosti v tahu [MPa]	Teplota tání [°C]	Hustota [kg · m ⁻³]
Polyetylen (PE)	200 - 1400	8 - 35	120 - 137	914-960
Polypropylen (PP)	1100 - 1300	21 - 37	176	900-907
Polystyren (PS)	2275 - 3275	36 - 65	-	1050
Polytetrafluoretylen (PTFE)	410	14 - 36	327	2150-2200
Polyvinylchlorid (PVC)	2400 - 4200	40 - 60	-	1390-1959
Polymethylmetakrylát (PMMA)	2500 - 3500	60 - 85	-	1190-1959
Polyoxymetylen (POM)	2600 - 2900	62 - 70	181	1250-1506
Polyamid 6 (PA 6)	1200 - 1400	70 - 85	220	1130
Polyamid 66 (PA 66)	1600 - 2000	77 - 84	265	1140
Polyfenyleneter (PPE)	2400 - 2700	70 - 78	-	1100
Polyetylentereftalát (PET)	3100	50 - 80	334	1370
Polykarbonát (PC)	2100 - 2400	56 - 72	-	1200
Polyetereterketon (PEEK)	2250	70 - 103	288	1320
Polyfenylensulfid (PPS)	3300 - 3400	48 - 86	285 - 290	1340

Tabulka 1 - Přehled nejběžnějších termoplastů a jejich vlastností

3.1.4 Kompozitní materiály

Dalšími materiály vhodnými k použití v magnetické resonanci jsou takzvané kompozity. Jedná se o materiály které se skládají z dvou a více materiálů, nejedná se však o slitiny kovů. Dalo by se říci, že jsou to materiály, jejichž složky jsou makroskopicky rozdílné. Mezi jejich další vlastnosti patří nehomogenita, ta je dána právě použitím více složek v kompozitním materiálu. Kompozitní materiály jsou materiály anizotropní, to znamená, že v jednotlivých směrech materiál reaguje jinak na vnější podněty, například mechanické namáhání. Konvenční materiály, jako plasty, kovy a jejich slitiny jeví jen velmi malou anizotropii, anebo vůbec žádnou, což znamená, že mají ve všech směrech stejné vlastnosti.

Velmi důležitým jevem v kompozitních materiálech je synergický efekt. Tímto pojmem se označuje jev, kdy celkové vlastnosti kompozitu přesahují prostý součet těch samých vlastností jednotlivých složek daného kompozitu.

Kompozit musí mít vždy nějakou složku (zpravidla jednu), která je v celém jeho tvaru spojitá a drží ho tak pohromadě. Tato složka se nazývá matrice. Ostatní složky, v matici rozptýlené, se nazývají disperze. A právě podle disperze se kompozity dělí na 3 typy.

První typ, ten nejpoužívanější, má disperzi v pevném skupenství (např. skelná vlákna a pryskyřice). Druhý typ má disperzi kapalného skupenství a může se jednat o látky, jejichž póry jsou vyplněny kapalinou (v přírodě např. čerstvé dřevo). Třetí typ jsou kompozity s plynnou disperzí a sem se řadí různé typy pěnových materiálů.

Pro účely polohovacího zařízení by byly použitelné hlavně kompozity prvního typu. Především pak kompozity z uhlíkových nebo skelných vláken. Jejich výhoda spočívá především v dobré tvarovatelnosti před vytvrzením a následné mechanické odolnosti po vytvrzení. Další výhodou je dobrý poměr hmotnost/pevnost. U skelných vláken je výhodou i nízká cena. Naproti tomu uhlíková vlákna jsou velmi nákladná a dnes se využívají převážně v letectví, kosmonautice a automobilovém průmyslu. Nevýhodou kompozitů pro naši aplikaci je nutnost formy pro vytvarování, což by zvýšilo náklady.[12]

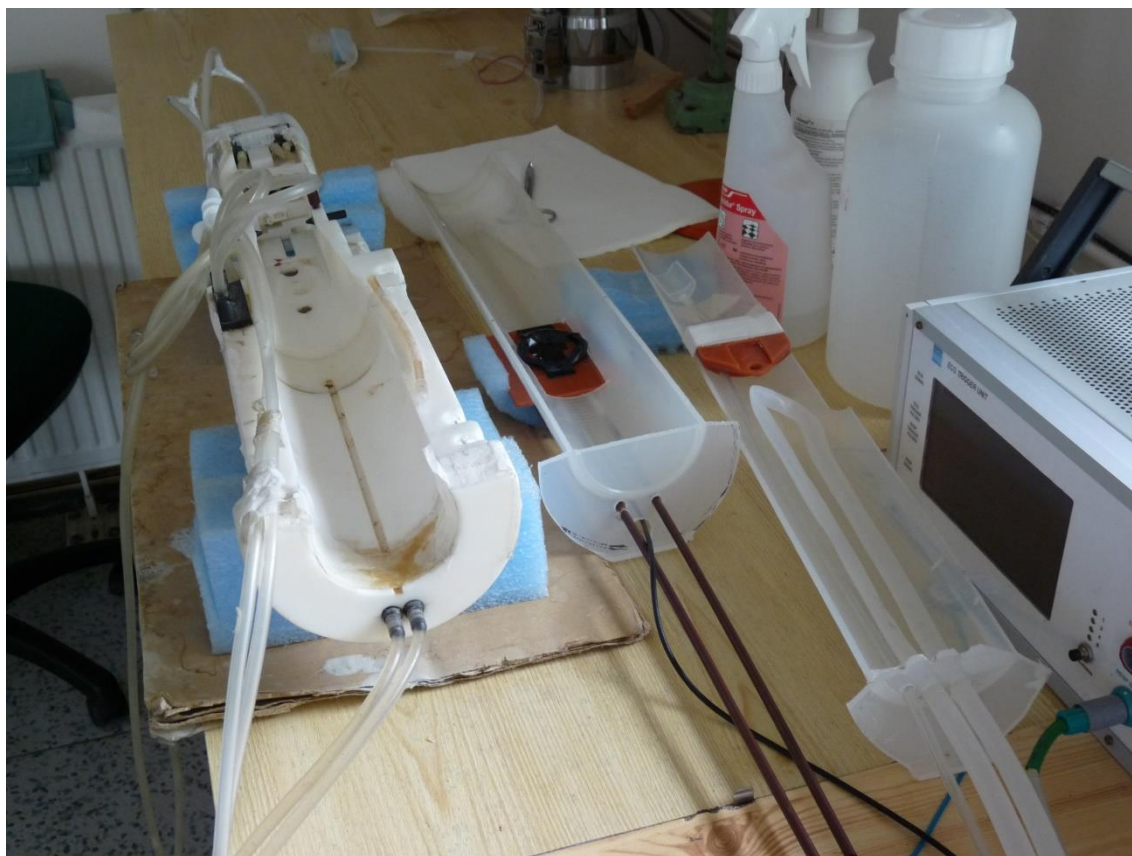
3.1.5 Souhrn

V této kapitole jsem se pokusil vybrat konstrukční materiály vhodné pro použití v magnetické resonanci. Po pečlivém zvážení všech výhod a nevýhod jednotlivých materiálů, a po konzultaci s Ing. Danilem Jirákem, jsem dospěl k závěru, že nejvhodnější pro případnou výrobu polohovacího zařízení jsou materiály ze skupiny plastů. Především pak polyetylen, polykarbonát a polyvinylchlorid.

4 Návrh

V této kapitole se budu zabývat samotným návrhem polohovacího zařízení pro experimentální magnetickou resonanci. V návrhu je třeba spojit konstrukční a funkční požadavky s technickými prostředky, tak aby bylo možné vytvořit vyhovující, funkční a účelné polohovací zařízení.

V pražském Institutu klinické a experimentální medicíny, kde se nachází experimentální magnetická resonance pro kterou je toho zřízení navrhováno, již existuje několik podobných zařízení (obrázek 11), avšak ne všechna splňují požadavky z kapitoly 2 a nejsou univerzálně použitelná pro různě velká zvířata. Mým cílem je vytvořit předběžný návrh, studii, univerzálního polohovacího zařízení, které by splnilo požadavky zadané v kapitole 2 a zároveň by umožňovalo fixaci různě velkých zvířat.



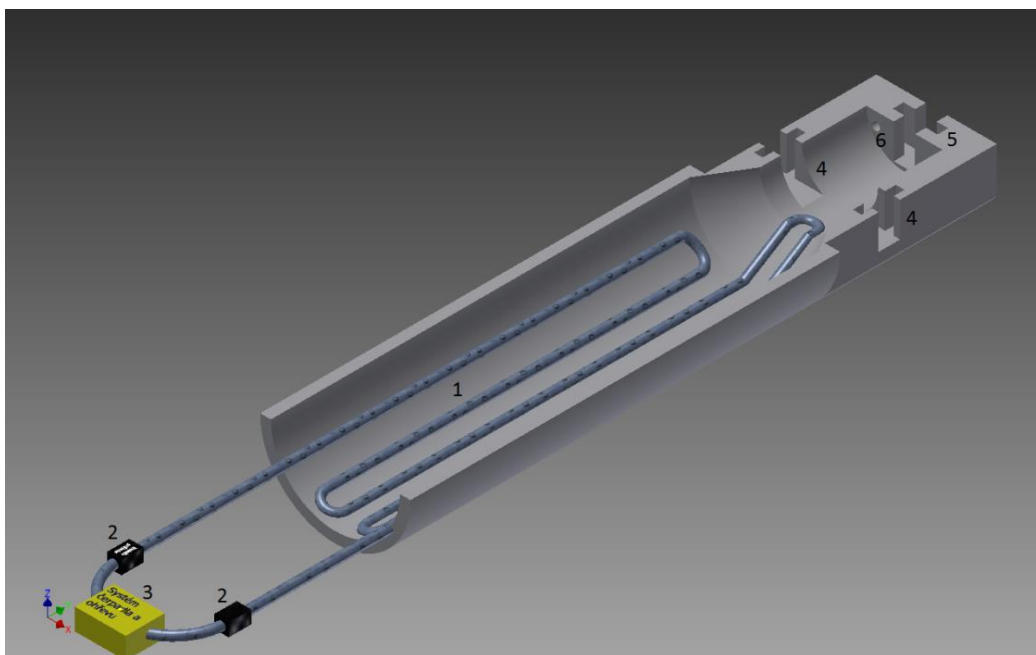
Obrázek 11 – Existující polohovací zařízení

V následující části práce se budu věnovat jednotlivým součástem polohovacího zařízení, jejich funkci a vzájemné interakci. Modely součástí a sestavy byly vytvořeny v programu Autodesk Inventor 2015. Tyto modely jsou ve formátech .ipt a .pdf na přiloženém CD.

4.1 Součásti

4.1.1 Základní kolébka

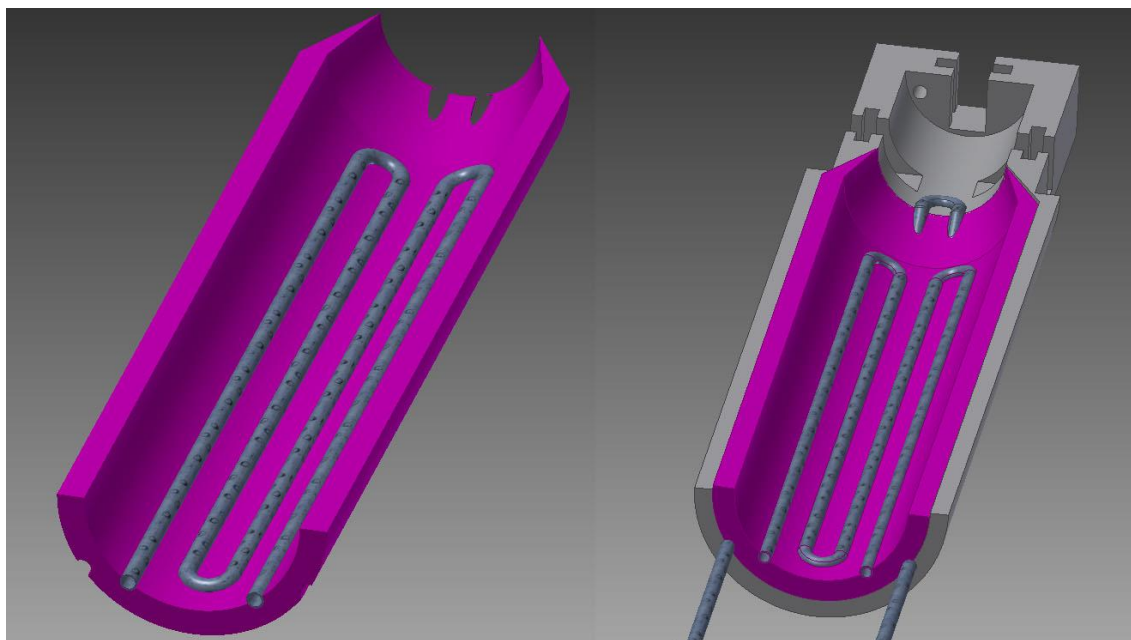
Návrh jsem začal u základního dílu, kolébky, do které se bude ukládat vyšetřované zvíře (soubory BP01_kolebka na CD). U tohoto dílu jsem musel vycházet z velmi omezeného prostoru cívky přístroje, která má průměr 7 cm a celá kolébka je proto navržena tak aby byl její vnější průměr také 7 cm. Kolébka má převážně půlkruhový tvar, aby ji nebylo nutné nějak fixovat uvnitř přístroje. Na vnitřní ploše je v přední části naznačeno vyhřívání, realizované natažením standartních PVC nebo polyetylenových hadiček, kterými bude při vyšetření protékat teplá voda (položka 1 na obrázku 12). Systém vytápění bude napojen na stávající ohřev vody a čerpadlo (položka 3), které jsou výkonově dostačující. Dále bude tento systém uzavíratelný (schematicky naznačeno jako položka 2), aby byl umožněn přenos fixovaného zvířete na jiná vyšetření (především optické zobrazovací systémy).



Obrázek 12 - Základní kolébka polohovacího zařízení

V zadní části (položky 4, 5 a 6) je prostor, kde se bude fixovat hlava zvířete. Po stranách jsou výřezy (položka 4), do kterých se vloží výškově stavitelné pojezdy, které budou fixovat hlavu pomocí speciálních šroubů které se, neinvazivně, vsunou na kraj vnějších zvukovodů. Na zadní stěně je podobný výřez, který bude sloužit k fixaci zvířete za přední zuby (položka 5). Hlava zvířete by tak měla být fixována proti pohybu v jakémkoliv směru. V zadní stěně je dále otvor pro přívod anestezie (položka 6).

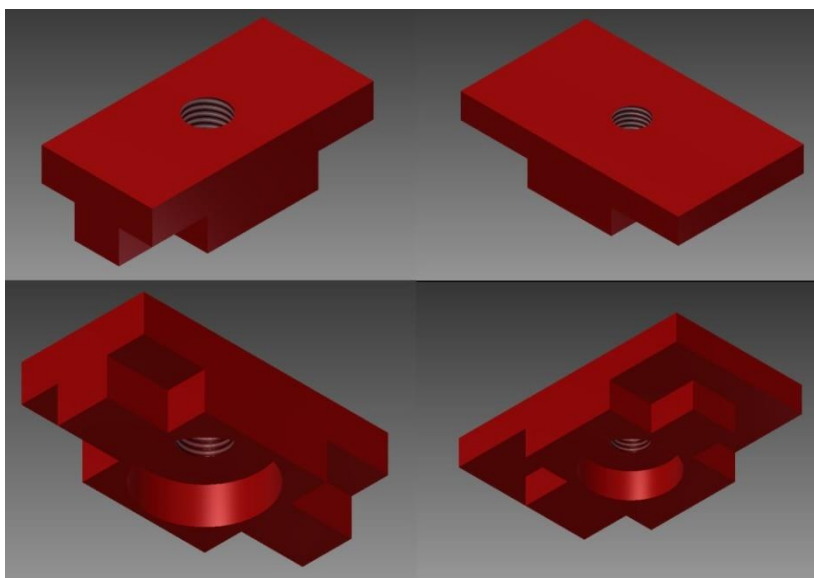
Pro vyšetřování menších hlodavců, např. laboratorních myší je nutné snížit vnitřní průměr přední části polohovacího zařízení a právě pro tyto účely jsem navrhl zásuvný box (obrázek 13 a soubory BP11_box na CD). Tato součást bude dále sloužit ke zmírnění přechodu mezi prostorem pro tělo a pro hlavu. Box má vlastní vyhřívání, které bude napojen na stejný systém jako kolébka a byl pro přehlednost v modelu vynechán. Kolébka s umístěným boxem je na obrázku 13 vpravo.



Obrázek 13 - Zásuvný box pro menší zvířata

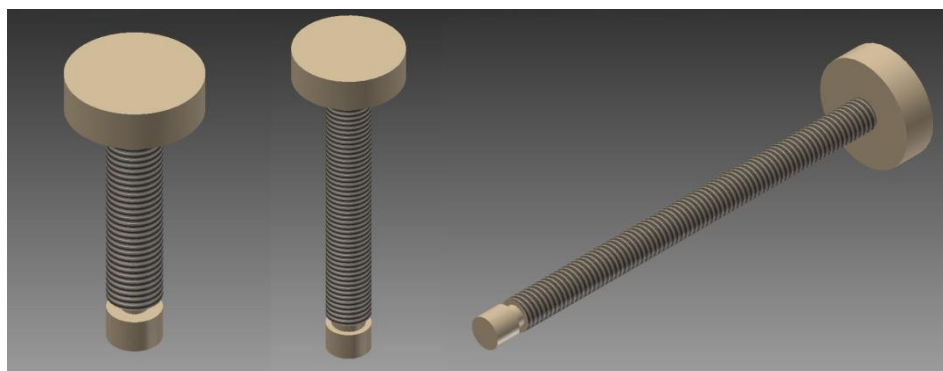
4.1.2 Vertikální posuv fixačních bodů

Systém posuvu fixačních bodů se skládá z několika dílů. Jedná se o statické části, které tvoří „víčka“ výřezů č. 4 a č. 5 na obrázku 12. Pro výřezy č. 4 je určena součást na obrázku 14 vpravo (soubory BP05_viko_bocni na CD) a pro výrez č. 5 pak součást vlevo (soubory BP03_viko_zadni na CD). Skrz tyto součásti prochází otvor se závitem, který slouží k vedení nastavovacího šroubu. Ve spodní polovině jsou na obrázku 14 vidět vyhloubení, které slouží k zapuštění výstupků na posuvných částech (obrázek 16) a zvyšují tak rozsah nastavení.



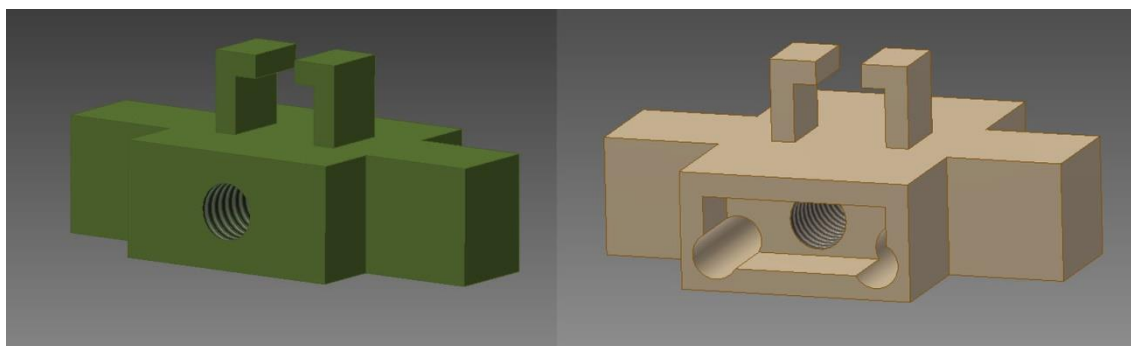
Obrázek 14 - Statické části posuvu

Další komponentou je speciální nastavovací šroub (obrázek 15 a soubory BP06_sroub a BP07_sroub_dlouhy na CD). Tento šroub bude osazen do statických součástí posuvu (obrázek 14) a jeho koncová část zapadne mezi výstupky na horních stěnách posuvných částí (obrázek 16). Pro posuv v zadní stěně (č. 5 na obrázku 12) je určen šroub o stejném průměru i tvaru, lišící se pouze délkou. Je delší, aby umožnil větší rozsah pohybu. Šroub vpravo (soubory BP10_sroub_horizontalni na CD) slouží k horizontálnímu posuvu součásti pro fixaci za zuby (obrázek 17 vpravo).



Obrázek 15 - Nastavovací šrouby

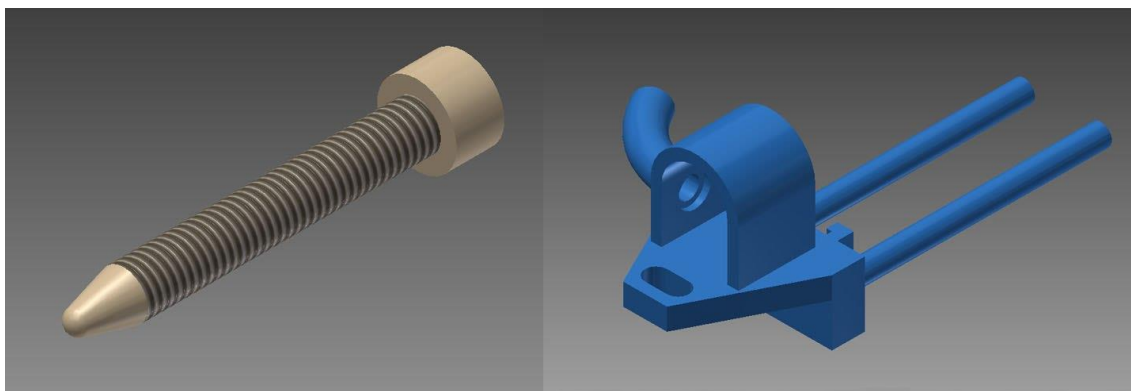
Poslední součástí vertikálního posuvu fixačních bodů je posuvná část, která bude unášena šrouby (obrázek 15) vertikálním směrem v příslušných výřezech. Na obrázku 16 můžeme vidět dvě různé součásti. Součást vlevo (soubory BP04_posuv_bocni na CD) slouží k uložení do výřezu v bočních stěnách (č. 4 na obrázku 12) a obsahují otvor se závitem pro šroub k fixaci za vnější zvukovody zvířete (obrázek 17 vlevo). Součást vpravo (soubory BP02_posuv_zadni na CD) se uloží do výřezu v zadní stěně (č. 5 na obrázku 12). Trojice otvorů v této součásti (otvor se závitem a dvojice otvorů po straně) slouží k uložení součásti pro fixaci zvířete za přední zuby (obrázek 17 vpravo). Vyhroubení slouží, stejně jako u statických součástí k zapuštění výstupků unášecího šroubu pro horizontální posuv fixačního bodu.



Obrázek 16 - Posuvné části vertikálního posuvu

4.1.3 Horizontální posuv fixačních bodů

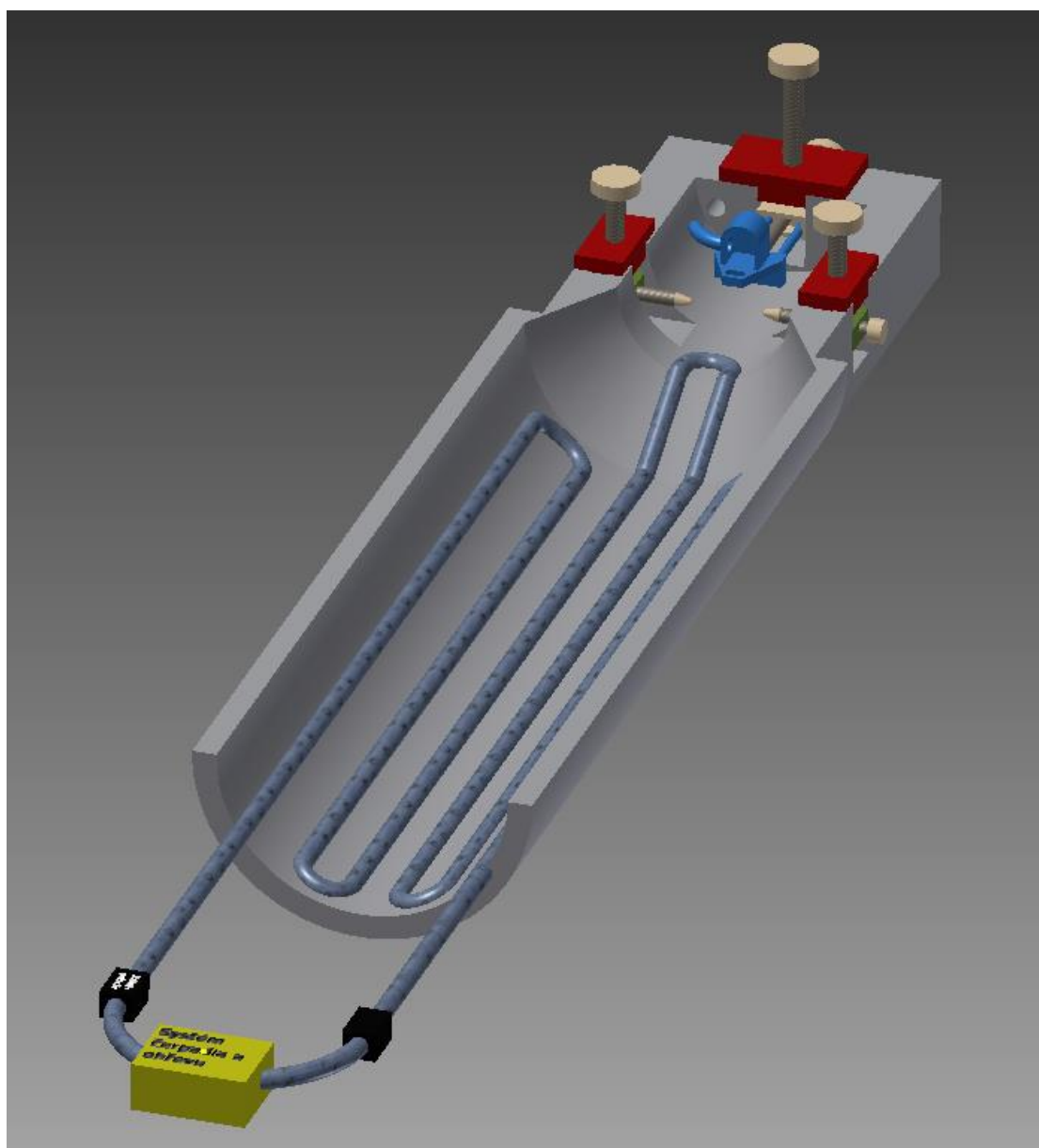
Poslední části fixačního systému jsou fixační body, které mají možnost posunu v horizontálním směru. Součást na obrázku vlevo (soubory BP08_fixace_usi na CD) je určena pro fixaci zvířete zavedením hrotů do ústí zvukovodů. Tyto šrouby mají stejný závit jako otvor v součásti na obrázku 16 vpravo a umožňuje přesné nastavení a fixaci zvířete. Tento šroub bude ve dvou variantách pro různě velká zvířata (menší koncový průměr pro fixaci myši). Druhá součást (soubory BP09_fixace_zuby na CD) slouží pro uchycení zvířete za přední zuby a rovněž umožňuje horizontální pohyb, tentokrát kolmo k fixaci za zvukovody. V přední části této součásti je otvor pro umístění zubů, nad ním je komůrka, do které bude přiváděna inhalační anestezie (isofluoran). Tato součást bude snadno vyměnitelná, aby byla zajištěna univerzálnost zařízení pro různě velká zvířata od laboratorních myši až po potkany. Měnit se bude tloušťka desky a otvor, do kterého se vkládají zuby zvířete.



Obrázek 17 - Fixační body

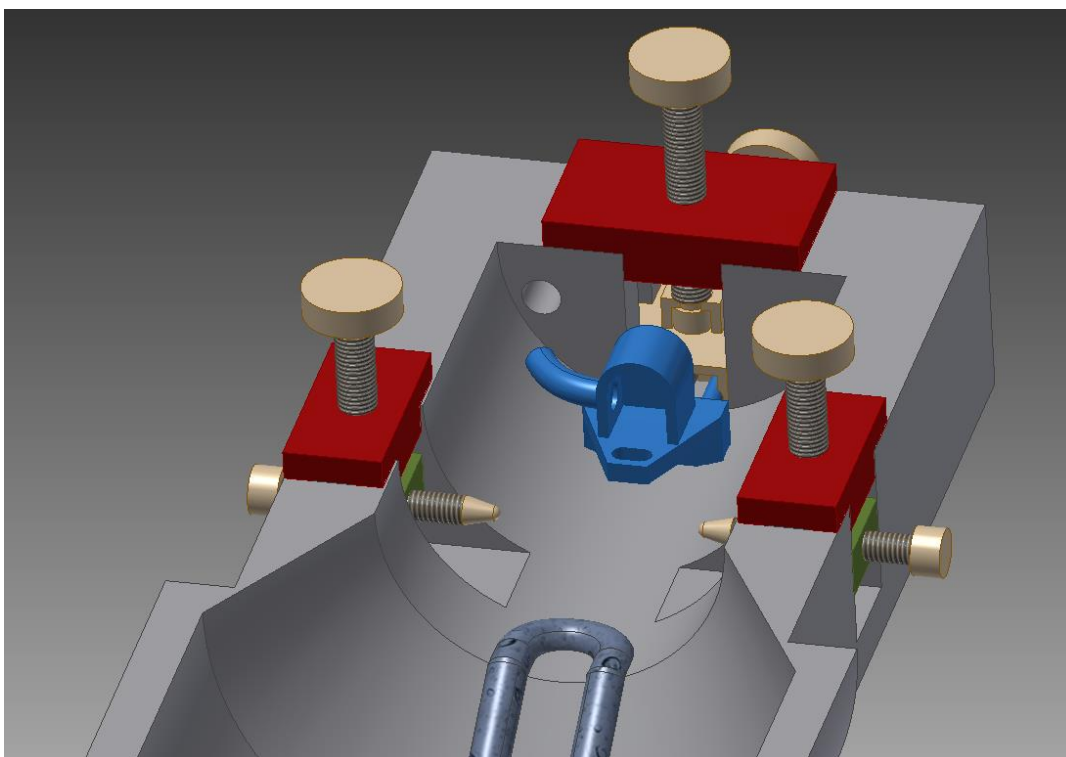
4.2 Kompletní návrh

Po navržení a vymodelování jednotlivých dílů jsem využil možnost programu Inventor vytvořit z těchto dílů sestavu kompletního polohovacího zařízení. Na obrázku 18 je celkový pohled na sestavu (soubory BP00_sestava na CD). Všechny díly barevně odpovídají obrázkům v předchozím textu, pro snadnější orientaci.



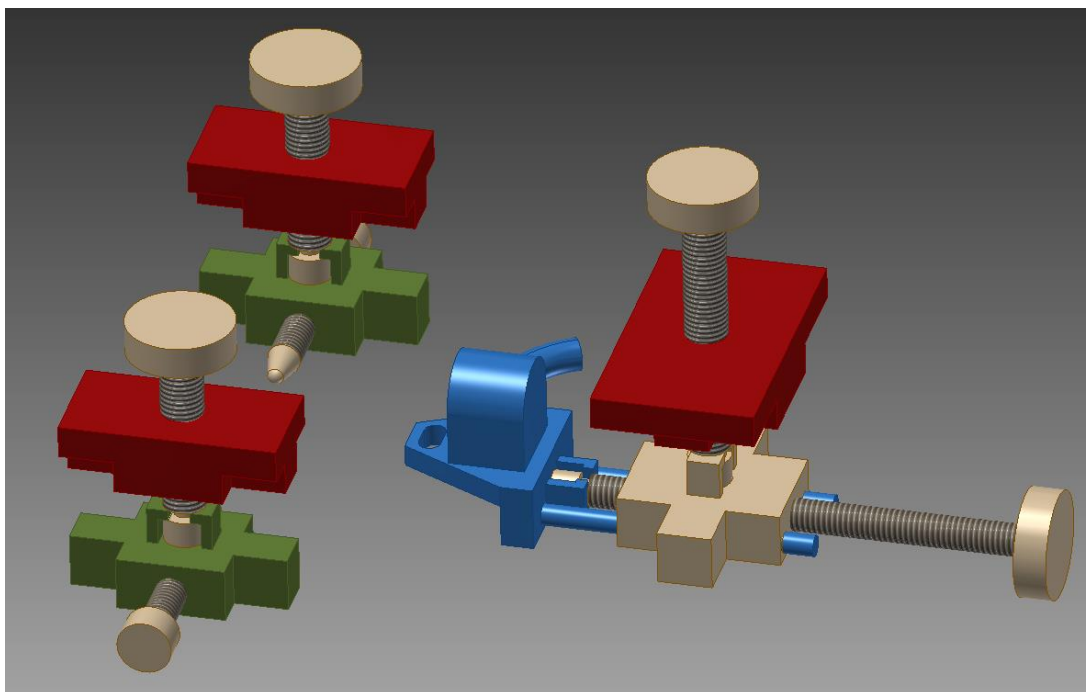
Obrázek 18 - Kompletní sestava polohovacího zařízení

Na obrázku 19 je detailní pohled na fixační systém. Tento pohled dává představu o rozsahu pohybu a možnostech polohování v rámci vnitřního prostoru zařízení. Je vidět že každý bod fixace, tedy konce fixačních šroubů a otvor pro zuby (obrázek 17), má dva stupně volnosti. To znamená, že se může pohybovat ve dvou směrech. V tomto případě se jedná o pohyb vertikální, společně se součástmi z obrázku 16, a horizontální pohyb. Zde se u fixačních šroubů jedná o jejich prosté zašroubování nebo vyšroubování a u součásti pro fixaci za zuby je tento pohyb realizován pomocí šroubu, který tuto součást unáší v horizontálním směru kolmo na fixační šrouby.



Obrázek 19 - Detail fixačního systému

Obrázek 20, na kterém je v sestavě skryta základní kolébka polohovacího zařízení, dává jasnější představu o tom, jak jsou jednotlivé díly posuvů vzájemně propojeny a jak bude celý systém sestaven.



Obrázek 20 - Fixační systém se skrytou kolébkou

Závěr

V úvodu práce jsem čtenáře seznámil s principem magnetické resonance v takovém rozsahu, aby bylo možné vyvodit z těchto principů určitá omezení týkající se polohovacího zařízení, jehož návrh byl hlavním cílem této práce.

Dále jsem provedl analýzu možných technických prostředků v oblasti materiálového řešení polohovacího zařízení tak aby bylo možné tento přípravek použít v silném magnetickém poli přístroje pro magnetickou resonanci, aniž by došlo k degradaci výsledného obrazu.

Hlavním cílem této práce bylo však vytvořit studii možného technického řešení polohovacího zařízení pro účely fixace drobných hlodavců při vyšetřování magnetickou resonancí. Hlavním požadavkem na konstrukci tohoto zařízení byla jeho univerzálnost ve smyslu možnosti fixovat různě velká zvířata (laboratorní myši nebo potkany) v různých polohách.

Navrhl jsem proto systém, který tyto požadavky splňuje. Každý ze tří fixačních bodů má dva stupně volnosti, což by mělo zajistit nejen dostatečnou variabilitu poloh zvířete ale také možnost fixovat různě velká zvířata. Návrh jsem konzultoval s panem Ing. Danielem Jirákem z Institutu klinické a experimentální medicíny, který je členem týmu, jenž by měl toto zařízení používat.

Možnost pokračování v této práci je vcelku jasná. Dovést tento návrh do stavu fyzického, funkčního výrobku, který by mohl soužit svému účelu.

Seznam literatury

- [1] VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. 1. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012, 153 s. ISBN 978-80-244-3126-0.
- [2] ROSINA, Jozef. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2013, 224 s. ISBN 978-80-247-4237-3.
- [3] ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice I*. Vyd. 2. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007, c2000, 76 s. ISBN 978-80-01-03779-9.
- [4] VÁLEK, Vlastimil a ŽIŽKA, Jan. *Moderní diagnostické metody*. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996, 43 s. ISBN 80-7013-225-6.
- [5] SEIDL, Zdeněk a Manuela VANĚČKOVÁ. *Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 319 s. ISBN 978-80-247-1106-5.
- [6] PLEVA, Martin a OUŘEDNÍČEK, Petr. *MRI srdce: praktické využití z pohledu kardiologa*. 1. vyd. Praha: Grada, 2012, 133 s., 8 s. obr. příl. ISBN 978-80-247-3931-1.
- [7] MOLITON, André. *Basic electromagnetism and materials*. New York, NY: Springer, c2007, xix, 430 p. ISBN 0387302840.
- [8] KOPAL, Antonín. *Fyzika II: elektřina, magnetismus, Maxwellovy rovnice*. Vyd. 1. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2008, 323 s. ISBN 978-80-7372-311-8.
- [9] POKLUDA, Jaroslav, František KROUPA a Ladislav OBDRŽÁLEK. *Mechanické vlastnosti a struktura pevných látek: (kovy, keramika, plasty)*. 1. vyd. Brno: PC-DIR, 1994, 385 s. ISBN 80-214-0575-9.
- [10] PTÁČEK, Luděk. *Nauka o materiálu II*. 2. opr. a rozš. vyd. Brno: CERM, 2002, 392 s. ISBN 80-7204-248-3.
- [11] MARK, James E. *Physical properties of polymer handbook*. 2nd ed. New York: Springer, 2006, xix, 1076 p. ISBN 0387312358.
- [12] DAĐOUREK, Karel. *Kompozitní materiály - druhy a jejich užití*. Vyd. 1. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2007, 114 s. ISBN 978-80-7372-279-1.

[13] PLÍVA, Z., DRÁBKOVÁ, J., KOPRNICKÝ, J., a PETRŽÍLKA, L. Metodika zpracování bakalářských a diplomových prací. 2. upravené vydání. Liberec: Technická univerzita v Liberci, FM, 2014. ISBN 978-80-7494-049-1. Dostupné z: <http://www.fm.tul.cz/files/Jak-psat-BP-DP.pdf>

Přílohy

A. Obsah příloženého CD

- bakalarska_prace_2015_Lukas_Muller.docx
- bakalarska_prace_2015_Lukas_Muller.pdf
- kopie_zadani_bakalarska_prace_2015_Lukas_Muller.pdf
- Modely
 - BP00_sestava.iam
 - BP01_kolebka.ipt
 - BP02_posuv_zadni.ipt
 - BP03_viko_zadni.ipt
 - BP04_posuv_bocni.ipt
 - BP05_viko_bocni.ipt
 - BP06_sroub.ipt
 - BP07_sroub_dlouhy.ipt
 - BP08_fixace_usi.ipt
 - BP09_fixace_zuby.ipt
 - BP10_sroub_horizontalni.ipt
 - BP11_box.ipt
- Obrázky
 - BP00_sestava.pdf
 - BP01_kolebka.pdf
 - BP02_posuv_zadni.pdf
 - BP03_viko_zadni.pdf
 - BP04_posuv_bocni.pdf
 - BP05_viko_bocni.pdf
 - BP06_sroub.pdf
 - BP07_sroub_dlouhy.pdf
 - BP08_fixace_usi.pdf
 - BP09_fixace_zuby.pdf
 - BP10_sroub_horizontalni.pdf
 - BP11_box.pdf